

H0301730S

日 本 国 特 許 庁
JAPAN PATENT OFFICE

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office

出 願 年 月 日
Date of Application:

2003年 1月24日

出 願 番 号
Application Number:

特願2003-015813

[ST.10/C]:

[JP 2003-015813]

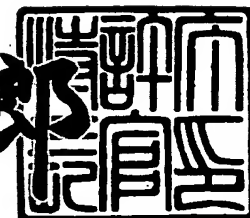
出 願 人
Applicant(s):

日本コーリン株式会社

2003年 4月22日

特 許 庁 長 官
Commissioner,
Japan Patent Office

太田信一郎



出証番号 出証特2003-3029259

【書類名】 特許願

【整理番号】 NP200252

【あて先】 特許庁長官殿

【発明者】

 【住所又は居所】 愛知県小牧市林 2 0 0 7 番 1 日本コーリン株式会社内

 【氏名】 成松 清幸

【発明者】

 【住所又は居所】 愛知県小牧市林 2 0 0 7 番 1 日本コーリン株式会社内

 【氏名】 反保 明

【発明者】

 【住所又は居所】 愛知県小牧市林 2 0 0 7 番 1 日本コーリン株式会社内

 【氏名】 本田 孝

【特許出願人】

 【識別番号】 390014362

 【氏名又は名称】 日本コーリン株式会社

【代理人】

 【識別番号】 100085361

 【弁理士】

 【氏名又は名称】 池田 治幸

【手数料の表示】

 【予納台帳番号】 007331

 【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

 【物件名】 明細書 1

 【物件名】 図面 1

 【物件名】 要約書 1

 【包括委任状番号】 9715260

【ブルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 脈波センサ用フィルタおよび脈波解析装置

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 脈波を検出するために生体の所定部位に装着される脈波センサから出力される信号のうち、該脈波の反射波成分が有する低周波数帯域の成分を遮断し、且つ、該脈波の進行波成分の立ち上がり部分が有する高周波数帯域の成分を通過させることを特徴とする脈波センサ用フィルタ。

【請求項 2】 脈波を検出するために生体の所定部位に装着され、該脈波を表す脈波信号を出力する脈波センサと、

該脈波センサから出力される脈波信号がそれぞれ供給され、低域遮断周波数が互いに異なる複数の脈波センサ用フィルタと、

該複数の脈波センサ用フィルタを通過させられたそれぞれの信号に基づいて脈波の立ち上がり時点候補をそれぞれ決定する立ち上がり時点候補決定手段と、

該立ち上がり時点候補決定手段により決定された複数の立ち上がり時点候補の比較に基づいて、該複数の立ち上がり時点候補から真の立ち上がり時点を表す一つの正立ち上がり時点を決する正立ち上がり時点決定手段と

を含むことを特徴とする脈波解析装置。

【請求項 3】 前記正立ち上がり時点決定手段は、前記立ち上がり時点候補決定手段により決定された複数の立ち上がり時点候補のうち少なくとも 2 つの立ち上がり時点候補が一致する場合には、その時点为正立ち上がり時点に決定するものであることを特徴とする請求項 2 に記載の脈波解析装置。

【請求項 4】 前記正立ち上がり時点決定手段は、前記立ち上がり時点候補決定手段により決定された複数の立ち上がり時点候補が、低域遮断周波数が高い脈波センサ用フィルタを通過した信号に基づいて決定されたものほど早くなっている場合には、最も早い立ち上がり時点候補を正立ち上がり時点に決定することを特徴とする請求項 3 に記載の脈波解析装置。

【請求項 5】 前記脈波センサが前記生体の所定部位に装着されるカフであり、

前記正立ち上がり時点決定手段は、前記立ち上がり時点候補決定手段により決定された複数の立ち上がり時点候補が、低域遮断周波数が高い脈波センサ用フィ

ルタを通過した信号に基づいて決定されたものほど遅くなっている場合には、最も早い立ち上がり時点候補を正立ち上がり時点に決定することを特徴とする請求項 3 乃至 4 に記載の脈波解析装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、脈波の立ち上がり点を決定する際に用いる脈波センサ用フィルタ、および、脈波の形状を解析してその立ち上がり時点を決する脈波解析装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

脈波の立ち上がり点は、生体の所定の 2 部位間を脈波が伝播する速度である脈波伝播速度を測定する際、あるいは、脈拍数を計測する際などに決定される。ところで、脈波を検出するために生体の所定部位に装着される脈波センサから出力される信号には、脈波を表す信号だけでなく、DC 成分に近い周波数の低周波側のノイズや、体動誘導や環境ノイズなどの高周波側のノイズが含まれているので、それらのノイズを除去し目的の脈波の信号を得るために、フィルタが設けられる。

【0003】

脈波の立ち上がり点を利用する場合、脈波の立ち上がり部分が有する周波数帯域を通過させるフィルタが用いられる。たとえば、特許文献 1 に記載のフィルタは、1 ～ 30 Hz の通過周波数帯域を有している。

【0004】

【特許文献 1】

特開 2 0 0 1 - 1 4 5 6 0 6 号公報

【0005】

【発明が解決しようとする課題】

特許文献 1 に記載されているように、脈波の立ち上がり部分が有する周波数帯域を通過させるフィルタを用い、そのフィルタを通過した信号に基づいて脈波の

立ち上がり点を決定するようにしても、フィルタを通過した後の信号が表す脈波は立ち上がりがそれほど急峻ではない場合があり、そのため、立ち上がり時点の決定精度が不十分となることがあった。

【0006】

本発明は以上の事情を背景として為されたもので、その目的とするところは、脈波の立ち上がり時点を精度良く決定するための脈波センサ用フィルタおよび脈波解析装置を提供することにある。

【0007】

【課題を解決するための手段】

本発明者は、上記目的を達成するために種々検討を重ねた結果、以下の知見を見いだした。すなわち、心臓から末梢側へ進行する進行波とその進行波が末梢側の分岐部などで反射した反射波との合成波である脈波において、進行波は心臓から血液が駆出される際に生じるので急激な立ち上がりを示すが、反射波はその進行波が動脈内を伝播する際に高周波数成分が減衰してしまい相対的に低周波成分が多くなるので立ち上がりがなだらかになっている。従って、脈波の立ち上がり点がなだらかになってしまうのは反射波成分のためであり、反射波成分を除去すれば、進行波成分が強められ、立ち上がり点が急峻になるので、立ち上がり時点の決定精度が向上することを見いだした。本発明はかかる知見に基づいて成されたものである。

【0008】

【課題を解決するための第1の手段】

すなわち、前記目的を達成するための第1発明は、脈波を検出するために生体の所定部位に装着される脈波センサから出力される信号のうち、その脈波の反射波成分が有する低周波数帯域の成分を遮断し、且つ、その脈波の進行波成分の立ち上がり部分が有する高周波数帯域の成分を通過させることを特徴とする脈波センサ用フィルタである。

【0009】

【第1発明の効果】

この発明によれば、脈波センサ用フィルタを通過させられた信号は、低周波数

成分である反射波が除去されて進行波の立ち上がり部分が強められているので、立ち上がりが急峻になっている。従って、この脈波センサ用フィルタを通過した信号に基づいて立ち上がり時点を決定すれば、精度良く立ち上がり時点を決定することができる。

【0 0 1 0】

【課題を解決するための第2の手段】

前記第1発明の脈波センサ用フィルタにおいて、実験に基づいて脈波の反射波成分が有する一般的な周波数帯域を予め決定し、その決定した周波数帯域に基づいて低域遮断周波数を定めれば、立ち上がり時点の決定精度は向上する。しかし、厳密には、反射波成分の周波数は患者や測定部位によって異なる。そこで、第2発明にかかる脈波解析装置は、互いに低域遮断周波数が異なる前記脈波センサ用フィルタを複数備え、各脈波センサ用フィルタを通過したそれぞれの信号に基づいて立ち上がり時点を複数決定し、その複数の立ち上がり時点を比較して一つの立ち上がり時点を決定する。

【0 0 1 1】

すなわち、第2発明は、(a)脈波を検出するために生体の所定部位に装着され、その脈波を表す脈波信号を出力する脈波センサと、(b)その脈波センサから出力される脈波信号がそれぞれ供給され、低域遮断周波数が互いに異なる複数の脈波センサ用フィルタと、(c)その複数の脈波センサ用フィルタを通過させられたそれぞれの信号に基づいて脈波の立ち上がり時点候補をそれぞれ決定する立ち上がり時点候補決定手段と、(d)その立ち上がり時点候補決定手段により決定された複数の立ち上がり時点候補の比較に基づいて、その複数の立ち上がり時点候補から真の立ち上がり時点を表す一つの正立ち上がり時点を決定する正立ち上がり時点決定手段とを含むことを特徴とする脈波解析装置である。

【0 0 1 2】

【第2発明の効果】

この発明によれば、立ち上がり時点候補決定手段により、低域遮断周波数が異なる各脈波センサ用フィルタを通過させられたそれぞれの信号に基づいて複数の立ち上がり時点候補が決定され、正立ち上がり時点決定手段により、その複数の

立ち上がり時点候補の比較に基づいて真の立ち上がり時点を表す正立ち上がり時点が決定されるので、患者が異なっていたり測定部位が異なることなどによって脈波の反射波成分および進行波成分の立ち上がり部分が有する周波数帯域が異なっているとしても、精度良く立ち上がり時点を決定することができる。

【 0 0 1 3 】

【第2発明の態様】

低域遮断周波数が異なる複数のフィルタを通過させられたそれぞれの信号を比較すると、反射波成分が有する周波数帯よりも低域遮断周波数が高い複数のフィルタを通過させられた各信号は、どれも立ち上がりが急峻になるので、それらの信号に基づいて決定される立ち上がり時点候補は一致することになる。従って、前記正立ち上がり時点決定手段は、前記立ち上がり時点候補決定手段により決定された複数の立ち上がり時点候補のうち少なくとも2つの立ち上がり時点候補が一致する場合には、その時点を実立ち上がり時点に決定することにより、精度良く立ち上がり時点を決定することができる。

【 0 0 1 4 】

また、複数の立ち上がり時点候補を比較して、立ち上がり時点候補が、低域遮断周波数が高い脈波センサ用フィルタを通過した信号に基づいて決定されたものほど早くなっている場合には、低周波数成分である反射波成分が除去されず、その反射波成分の影響により立ち上がり部分が遅れていると考えられるので、正立ち上がり時点決定手段は、最も早い立ち上がり時点候補を実立ち上がり時点に決定する。

【 0 0 1 5 】

また、前記脈波センサとしては、たとえば、生体の所定部位に巻き付けられてその部位を圧迫するカフ、酸素飽和度測定用の光電脈波検出プローブ、橈骨動脈などの所定の動脈を表皮上からを押圧して圧脈波を検出する形式の圧脈波センサ、腕や指先などのインピーダンスを電極を通して検出するインピーダンス脈波センサ、脈拍検出などのために指尖部などに装着される光電脈波センサなどを用いることができる。また、圧力変換器に接続されたカテーテルを直接動脈内に挿入し、観血的手法により脈波を検出する型式の脈波センサを用いることもできる。

【 0 0 1 6 】

また、脈波センサがカフである場合、動脈からカフに伝達された圧力振動すなわち脈波が、チューブを介して圧力センサまで伝播する際に、振動の減衰とともに位相の遅れが生じる。この位相遅れは高周波数成分ほど大きいので、高周波数成分の位相遅れの程度が立ち上がり時点の決定にも影響するほどに大きい場合には、高い低域遮断周波数を有するフィルタを通過した信号に基づいて決定される立ち上がり時点候補ほど遅くなる。従って、脈波センサがカフである場合には、前記正立ち上がり時点決定手段は、立ち上がり時点候補が、低域遮断周波数が高い脈波センサ用フィルタを通過した信号に基づいて決定されたものほど遅くなっている場合には、最も早い立ち上がり時点候補を正立ち上がり時点に決定することが好ましい。

【 0 0 1 7 】

【発明の好適な実施の形態】

以下、本発明の実施の形態を図面に基づいて詳細に説明する。図 1 は、本発明の脈波センサ用フィルタを備えた脈波伝播速度測定装置 1 0 の構成を示すブロック図である。

【 0 0 1 8 】

図 1 において、カフ 1 2 は、本実施例において脈波センサとして機能するものであり、ゴム製袋を布製帯状袋内に収容した構造を有しており、上腕部 1 4 に巻き付けられる。カフ 1 2 には、圧力センサ 1 6、調圧弁 1 8 がゴム製あるいは可撓性樹脂製の配管 2 0 を介してそれぞれ接続されている。また、調圧弁 1 8 には、配管 2 2 を介して空気ポンプ 2 4 が接続されている。調圧弁 1 8 は、空気ポンプ 2 4 により発生させられた圧力の高い空気を調圧してカフ 1 2 内へ供給し、あるいは、カフ 1 2 内の空気を排気することにより、カフ 1 2 内の圧力を調圧する。

【 0 0 1 9 】

カフ 1 2 が膨脹させられた状態では、上腕部 1 4 の図示しない動脈からの脈波がカフ 1 2 に伝達されることにより、カフ内にその脈波に応じた圧力振動が生じる。脈波を表す上記圧力振動は配管 2 0 内を伝播して圧力センサ 1 6 に伝達され

る。すなわち、カフ 1 2 から出力される脈波信号は圧力振動である。

【 0 0 2 0 】

圧力センサ 1 6 は、圧力振動として伝達された脈波信号を電気信号としての脈波信号 SM に変換してその脈波信号 SM を静圧弁別回路 2 6 および脈波センサ用フィルタとして機能するバンドパスフィルタ 2 8 にそれぞれ供給する。静圧弁別回路 2 6 はローパスフィルタを備えており、脈波信号 SM に含まれる定常的な圧力すなわちカフ 1 2 の圧迫圧力（以下、この圧力をカフ圧 PC という）を表すカフ圧信号 SC を弁別してそのカフ圧信号 SC を A / D 変換器 3 2 を介して電子制御装置 3 0 へ供給する。

【 0 0 2 1 】

バンドパスフィルタ 2 8 は、その通過周波数帯域が、カフ 1 2 によって検出された脈波の反射波成分が有する低周波数帯域の成分を遮断し、且つ、その脈波の進行波成分の立ち上がり部分が有する高周波数帯域の成分を通過させ、且つ、脈波の高周波数成分よりも高い高周波ノイズを遮断するような通過周波数帯域に設定されている。たとえば、本実施例のようにカフ 1 2 が上腕部 1 4 に装着され、カフ 1 2 により検出される脈波が上腕脈波である場合には、バンドパスフィルタ 2 8 の通過周波数帯域は 20Hz - 40Hz に設定されている。このバンドパスフィルタ 2 8 を通過した脈波信号 SM、すなわち、上腕脈波の反射波成分が除去されて進行波成分の立ち上がり部分が相対的に強められた高周波脈波信号 SHF は、A / D 変換器 3 3 を介して電子制御装置 3 0 へ供給される。

【 0 0 2 2 】

心音マイク 3 4 は、図示しない被測定者の胸部上に図示しない粘着テープ等により固着される。心音マイク 3 4 は図示しない内部に圧電素子を備え、その圧電素子により被測定者の心臓から発生する心音等を電気信号すなわち心音信号 SH に変換する。心音信号増幅器 3 6 は、心音の高音成分をよく記録するためにエネルギーの大きい低音成分を弱める図示しない 4 種類のフィルタを備えており、心音マイク 3 4 から供給される心音信号 SH を増幅し且つろ波した後に、A / D 変換器 3 8 を介して電子制御装置 3 0 へ出力する。

【 0 0 2 3 】

入力装置 4 0 は、被測定者の身長 T が入力されるための図示しないキーボードを備えており、入力された被測定者の身長 T を表す身長信号 ST を電子制御装置 3 0 へ供給する。

【 0 0 2 4 】

電子制御装置 3 0 は、CPU 4 2、ROM 4 4、RAM 4 6、および図示しない I/O ポート等を備えた所謂マイクロコンピュータにて構成されており、CPU 4 2 は、ROM 4 4 に予め記憶されたプログラムに従って RAM 4 6 の記憶機能を利用しつつ信号処理を実行することにより、I/O ポートから駆動信号を出力して空気ポンプ 2 4 および調圧弁 1 8 を制御する。CPU 4 2 は、その空気ポンプ 2 4 および調圧弁 1 8 を制御することによりカフ圧 PC を制御する。また、CPU 4 2 は、図 2 に詳しく示す機能を実行して、カフ 1 2 により検出されるカフ脈波の立ち上がり点を決定し、その立ち上がり点に基づいて脈波伝播速度 PWV を算出し、その脈波伝播速度 PWV を表示器 4 8 に表示する。

【 0 0 2 5 】

図 2 は、脈波伝播速度測定装置 1 0 における電子制御装置 3 0 の制御機能の要部を説明する機能ブロック線図である。

【 0 0 2 6 】

カフ圧制御手段 5 0 は、静圧弁別回路 2 6 から供給されるカフ圧信号 SC に基づくカフ圧 PC を決定しつつ、調圧弁 1 8 および空気ポンプ 2 4 を制御して、カフ圧 PC を所定の脈波検出圧力値に制御する。ここで、脈波検出圧力値とは、カフ 1 2 が巻き付けられている部位における最低血圧値よりも低い圧力であってカフ 1 2 内に生じる圧力振動が十分な大きさとなるような圧力であり、たとえば、50mmHg に設定されている。

【 0 0 2 7 】

脈波伝播速度算出手段 5 2 は、まず、カフ圧制御手段 5 0 によってカフ圧 PC が脈波検出圧力値に制御されているときに、心音マイク 3 4 から供給される心音信号 SH が表す心音波形およびバンドパスフィルタ 2 8 から供給される高周波脈波信号 SHF が表す脈波の立ち上がり部分を用い、心音波形の I 音の開始時点と脈波の立ち上がり時点を決定する。なお、本実施例では、脈波の立ち上がり時点の検出方

法には最小点検出法を用い、高周波脈波信号SHFが表す脈波の最小点の検出時間を立ち上がり時点に決定する。

そして、心音波形のI音の開始時点と脈波の立ち上がり時点の時間差(sec)、すなわち、心臓からカフ装着部位（上腕部14）までを脈波が伝播する脈波伝播時間DTを算出する。

さらに、入力装置40から供給される被測定者の身長Tを、身長Tと伝播距離Lとの間の予め記憶された関係である式1に代入することにより、心臓からカフ装着部位までの伝播距離Lを求め、得られた伝播距離Lと上記脈波伝播時間DTとを、式2に代入することにより脈波伝播速度PWV(cm/sec)を算出し、その算出した脈波伝播速度PWVを表示器48に表示する。

$$(式1) \quad L=aT+b$$

(a,bは、実験に基づいて決定された定数)

$$(式2) \quad PWV=L/DT$$

【0028】

上述の実施例によれば、バンドパスフィルタ28を通過させられた高周波脈波信号SHFは、低周波数成分である反射波が除去されて進行波の立ち上がり部分が強められているので、立ち上がりが急峻になっている。従って、このバンドパスフィルタ28を通過した高周波脈波信号SHFに基づいて決定される立ち上がり時点は、その精度が向上するので、その立ち上がり時点に基づいて算出される脈波伝播速度PWVの精度も向上する。

【0029】

次に、本発明の第2の実施例を説明する。なお、以下の説明では、前述の実施例と同一の構成を有する部分には同一の符号を付して説明を省略する。

【0030】

図3は、脈波解析装置としての機能を備えた脈波伝播速度測定装置60の構成を示すブロック図である。この脈波伝播速度測定装置60が前述の実施例の脈波伝播速度測定装置10と異なる点は、バンドパスフィルタ28が設けられず、脈波信号SMが、直接、電子制御装置30へ供給されること、および、その電子制御装置30の制御機能のみである。

【 0 0 3 1 】

図 4 は、図 3 の脈波伝播速度測定装置 6 0 における電子制御装置 3 0 の制御機能の要部を説明する機能ブロック線図である。

【 0 0 3 2 】

脈波センサ用フィルタとして機能するバンドパスフィルタ 6 2 は、デジタル信号処理により所定の通過周波数帯域の信号成分を抽出する信号抽出機能を有するデジタルフィルタであり、複数のバンドパスフィルタ 6 2 (BPF(1)、BPF(2)、BPF(3)、・・・BPF(n) (nはフィルタ番号を意味する自然数)) が備えられている。これら複数のバンドパスフィルタ 6 2 は、いずれも、圧力センサ 1 6 から供給される脈波信号 SM から振動成分を抽出して、その振動成分を表す二次脈波信号 SM 2 (1)、SM 2 (2)、SM 2 (3)、・・・SM 2 (n) を出力するが、通過周波数帯域が互いに異なるように予め設定されている。

【 0 0 3 3 】

これら複数のバンドパスフィルタ 6 2 の通過周波数帯域は、その周波数よりも低い周波数の信号を遮断する遮断周波数すなわち低域遮断周波数が、たとえば、図 5 に示すように、バンドパスフィルタ 6 2 のフィルタ番号に対応して漸次増加するように設定されている。また、複数のバンドパスフィルタ 6 2 に対して設定される複数の低域遮断周波数のうち最も高いもの、すなわち図 5 の場合には BPF(n) の低域遮断周波数は、脈波観測部位（ここでは上腕 1 4 ）における脈波の進行波成分の立ち上がり部分が有する周波数よりも十分に低い周波数に設定される。たとえば、BPF(n) の低域遮断周波数は、測定部位が上腕 1 4 の場合には、20Hz、25Hz、30Hz などに設定される。

【 0 0 3 4 】

一方、これら複数のバンドパスフィルタ 6 2 の高域遮断周波数（すなわちその周波数よりも高い周波数の信号を遮断する遮断周波数）は、脈波観測部位における脈波の進行波成分の立ち上がり部分が有する周波数よりも高く、且つ、環境ノイズなどの高周波ノイズが有する周波数よりも低い値に設定されていれば、互いに異なる周波数に設定されていても、全て同じ周波数に設定されていてもよい。

【 0 0 3 5 】

立ち上がり時点候補決定手段 6 4 は、各バンドパスフィルタ 6 2 からそれぞれ供給される二次脈波信号 $SM2(1)$ 、 $SM2(2) \cdots SM2(n)$ に基づいて脈波の立ち上がり時点候補 $PS(1)$ 、 $PS(2) \cdots PS(n)$ をそれぞれ決定する。立ち上がり時点候補 $PS(1)$ 、 $PS(2) \cdots PS(n)$ の決定方法には、本実施例でも、前述の最小点検出法を用いることとする。すなわち、二次脈波信号 $SM2(1)$ 、 $SM2(2) \cdots SM2(n)$ の最小点が検出された時間を脈波立ち上がり時点候補 $PS(1)$ 、 $PS(2) \cdots PS(n)$ に決定する。

【 0 0 3 6 】

正立ち上がり時点決定手段 6 6 は、立ち上がり時点候補決定手段 6 4 により決定された複数の立ち上がり時点候補 $PS(1)$ 、 $PS(2) \cdots PS(n)$ を比較して、それら複数の立ち上がり時点候補 PS から真の立ち上がり時点を表す正立ち上がり時点 AS を決定する。たとえば、図 6 の線分 $L1$ で示されるように、バンドパスフィルタ 6 2 の低域遮断周波数が高くなるに従って立ち上がり時点候補 PS の時間が早くなり、低域遮断周波数が高い領域では、立ち上がり時点候補 PS の時間が略一致する場合には、その略一致する立ち上がり時点候補 PS は、いずれも、反射波成分が十分に除去されて立ち上がりが急峻になっている脈波に基づいて決定されていると考えられるので、その略一致する立ち上がり時点候補 PS を正立ち上がり時点 AS に決定する。

【 0 0 3 7 】

また、図 6 の線分 $L2$ で示されるように、バンドパスフィルタ 6 2 の低域遮断周波数が高くなるに従って立ち上がり時点候補 PS の時間が早くなる場合には、低域遮断周波数が脈波の反射波成分を十分に遮断するほどに高くなく、低域遮断周波数が高くなるに従って反射波成分の除去割合が大きくなり、反射波成分が減少するに従って立ち上がり時点候補 PS が早くなっていると考えられるので、最も早い立ち上がり時点候補 PS すなわち図 6 では $PS(n)$ を、正立ち上がり点 AS に決定する。ここで、反射波成分が除去されるに従って立ち上がり時点が早くなる理由を説明する。図 7 は、進行波 w_i と反射波 w_r の立ち上がり部分を概念的に示す図である。図 7 に示すように、急峻な立ち上がりを示す進行波 w_i の立ち上がり点は a 点であるが、その進行波 w_i になだらかな立ち上がりを示す反射波 w_r が重畳することに

より合成される図示しない観測波の立ち上がり点は、a点よりも遅いb点になる。従って、反射波成分の影響が少なくなるほど立ち上がり時点は早くなるのである。

【0038】

また、図6の線分L3で示されるように、バンドパスフィルタ62の低域遮断周波数が高くなるに従って立ち上がり時点候補PSの時間が遅くなる場合には、動脈からの脈波がカフ12に伝達されることによってカフ12に生じた圧力振動が、配管20内を伝播して圧力センサ16まで到達する間に生じる高周波数成分の位相遅れの程度が、立ち上がり時点の決定に影響を与えるほど大きい場合であると考えられるので、高周波数成分が相対的に少ない信号に基づいて決定された立ち上がり時点候補PS、すなわち、低域遮断周波数が最も低いバンドパスフィルタ62（図6ではBPF(1)）を通過した信号に基づいて決定された立ち上がり時点候補PS(1)、すなわち、最も早い立ち上がり時点候補PSを正立ち上がり時点ASに決定する。

【0039】

なお、図6には示されていないが、複数の立ち上がり時点候補PSが低域遮断周波数の増減に従って一定の変化傾向を示さずに不規則に変動している場合や、一部の立ち上がり時点候補PSが他の立ち上がり時点候補PSに比べて著しく早く（または遅く）なっている場合には、測定中に外乱ノイズが混入した場合であると考えられるので、正立ち上がり時点ASを決定せずに測定異常である旨を表示器48に表示する。

【0040】

脈波伝播速度算出手段68は、まず、カフ圧制御手段50によってカフ圧PCが脈波検出圧力値に制御されているときに、心音マイク34によって検出される心音波形において脈波の立ち上がり点に対応する部位であるI音の開始点が検出された時間と、前記正立ち上がり時点決定手段66により決定された正立ち上がり時点ASとの時間差(sec)、すなわち、心臓からカフ12装着部位までを脈波が伝播する脈波伝播時間を算出する。そして、入力装置40から供給される被測定者の身長Tを前記式1に代入することにより、心臓からカフ装着部位までの伝播距

離 L を求め、得られた伝播距離 L と上記脈波伝播時間 DT とを前記式 2 に代入することにより脈波伝播速度 $PWV(\text{cm/sec})$ を算出し、その算出した脈波伝播速度 PWV を表示器 4 8 に表示する。

【 0 0 4 1 】

図 8 は、図 4 の機能ブロック図に示した CPU 4 2 の制御作動の要部を示すフローチャートである。なお、このフローチャートは、入力装置 4 0 から予め身長信号 ST が供給されていることを条件として、図示しないスタートボタンにより開始される。

【 0 0 4 2 】

図 8 において、まず、ステップ S 1（以下、ステップを省略する。）では、空気ポンプ 2 4 を起動させ、且つ、調圧弁 1 8 を制御することにより、カフ圧 PC を、たとえば 50mmHg に設定された脈波検出圧力値に制御する。

【 0 0 4 3 】

そして、続く S 2 では、カフ圧 PC が脈波検出圧力値に制御されている状態で、圧力センサ 1 6 から供給される脈波信号 SM 、静圧弁別回路 2 6 から供給されるカフ圧信号 SC 、および心音マイク 3 4 から心音信号増幅器 3 6 を介して供給される心音信号 SH をそれぞれ一拍分ずつ読み込む。そして、それらの信号の読み込みが終了したら、続く S 3 において、調圧弁 1 8 を制御することによりカフ圧 PC を大気圧まで排圧する。図 8 では、S 1 および S 3 がカフ圧制御手段 5 0 に相当する。

【 0 0 4 4 】

続く S 4 では、S 2 で読み込んだ脈波信号 SM を、予め記憶されている信号処理アルゴリズムである複数のバンドパスフィルタ 6 2（BPF(1)、BPF(2)、BPF(3)、 \dots BPF(n))によってフィルタ処理して、二次脈波信号 $SM2(1)$ 、 $SM2(2)$ 、 $SM2(3)$ 、 \dots $SM2(n)$ を得る。そして、続く立ち上がり時点候補決定手段 6 4 に相当する S 5 では、S 4 で得た各二次脈波信号 $SM2(1)$ 、 $SM2(2)$ 、 $SM2(3)$ 、 \dots $SM2(n)$ の最小点の時間を、立ち上がり時点候補 $PS(1)$ 、 $PS(2)$ 、 \dots $PS(n)$ に決定する。

【 0 0 4 5 】

続いて、正立ち上がり時点決定手段66に相当するS6乃至S8を実行する。まず、S6では、正立ち上がり時点を決断するための処理を実行する。すなわち、S6では、バンドパスフィルタ62の低域遮断周波数が高くなるに従って立ち上がり時点候補PSの時間が早くなり、低域遮断周波数が高い領域では、複数の立ち上がり時点候補PSの時間が略一致するなど、少なくとも2つの立ち上がり時点候補が略一致する場合には、その略一致する立ち上がり時点候補PSを正立ち上がり時点ASに決定し、バンドパスフィルタ62の低域遮断周波数が高くなるに従って立ち上がり時点候補PSの時間が早くなる場合、および、バンドパスフィルタ62の低域遮断周波数が高くなるに従って立ち上がり時点候補PSの時間が遅くなる場合には、最も早い立ち上がり時点候補PSを正立ち上がり点ASに決定し、複数の立ち上がり時点候補PSが低域遮断周波数の増減に従って一定の変化傾向を示さずに不規則に変動している場合や、一部の立ち上がり時点候補PSが他の立ち上がり時点候補PSに比べて著しく早く（または遅く）なっている場合には、正立ち上がり点を決定しないで処理を終了する。

【0046】

続くS7では、上記S6において正立ち上がり時点ASを決定したか否かを判断し、決定した場合には後述するS9以降を実行するが、正立ち上がり時点ASを決定していない場合には、S8において、測定異常である旨を表示器48に表示した後、本ルーチンを終了する。

【0047】

一方、上記S9の判断が肯定された場合には、続いて、脈波伝播速度算出手段68に相当するS9乃至S12を実行する。まず、S9では、S2で読み込んだ心音信号SHが表す心音波形についてI音の開始点の発生時点を決断し、続くS10では、S9で決定したI音の開始点の発生時点とS6で決定した正立ち上がり時点ASとの時間差すなわち脈波伝播時間DTを算出する。

【0048】

さらに、続くS11では、予め供給されている身長信号STが表す被測定者の身長Tを前記式1に代入することにより伝播距離Lを算出し、続くS12では、S11で算出した伝播距離LとS10で算出した脈波伝播時間DTとを前記式2に代入

することにより脈波伝播速度PWVを算出し、その算出した脈波伝播速度PWVを表示器48に表示する。そして、S12を実行すると本ルーチンは終了する。

【0049】

上述の実施例によれば、立ち上がり時点候補決定手段56（S5）により、低域遮断周波数が異なる各バンドパスフィルタ62を通過させられたそれぞれの二次脈波信号SM2(1)、SM2(2)、SM2(3)、・・・SM2(n)に基づいて複数の立ち上がり時点候補PS(1)、PS(2)・・・PS(n)が決定され、正立ち上がり時点決定手段66（S6乃至S8）により、その複数の立ち上がり時点候補PS(1)、PS(2)・・・PS(n)の比較に基づいて真の立ち上がり時点を表す正立ち上がり時点ASが決定されるので、患者が異なることなどによって脈波の反射波成分および進行波成分の立ち上がり部分が有する周波数帯域が異なっているとしても、精度良く立ち上がり時点を決定することができる。

【0050】

以上、本発明の実施例を図面に基づいて詳細に説明したが、本発明はその他の態様においても適用される。

【0051】

たとえば、前述の実施例では、脈波センサ用フィルタとしてバンドパスフィルタ28、62が備えられていたが、バンドパスフィルタ28、62に代えてハイパスフィルタが設けられてもよい。

【0052】

また、前述の実施例では、脈波センサすなわちカフ12の装着部位は上腕部14であったが、脈波センサの装着部位は上腕部14に限られず、脈波が検出できる部位であればどこでもよく、たとえば、手首、指尖部、大腿部、足首等に脈波センサが装着されてもよい。なお、脈波センサの装着部位が異なると検出される脈波が有する周波数帯域が異なるので、脈波センサ用フィルタの低域遮断周波数や通過周波数帯域は、脈波センサの装着部位によって異なる範囲に設定され、たとえば、脈波センサとしてカフが足首に装着される場合には、脈波センサ用フィルタの通過周波数帯域は、たとえば、1-15Hzに設定される。

【0053】

また、前述の第 2 実施例では、脈波センサ用フィルタとしてデジタルフィルタが用いられていたが、電子回路により構成されるアナログフィルタが用いられてもよい。

【 0 0 5 4 】

また、前述の実施例では、立ち上がり点（または立ち上がり時点候補）の決定方法として最小点検出法を用いていたが、二次微分法や接線法などの良く知られた他の立ち上がり時点決定方法により立ち上がり時点を決定してもよい。

【 0 0 5 5 】

また、前述の実施例では、脈波伝播速度PWVの測定区間は、上流端が心臓であり下流端が上腕部 1 4 であったが、脈波伝播速度PWVの測定区間は前述の実施例に限定されず、たとえば、足首にも脈波センサ用フィルタとしてカフを装着し、上流端を上腕部 1 4 とし下流端を足首とする区間の脈波伝播速度を測定してもよい。

【 0 0 5 6 】

なお、本発明はその主旨を逸脱しない範囲においてその他種々の変更が加えられ得るものである。

【図面の簡単な説明】

【図 1】

本発明の脈波センサ用フィルタを備えた脈波伝播速度測定装置の構成を示すブロック図である。

【図 2】

図 1 の脈波伝播速度測定装置における電子制御装置の制御機能の要部を説明する機能ブロック線図である。

【図 3】

本発明の脈波解析装置としての機能を備えた脈波伝播速度測定装置の構成を示すブロック図である。

【図 4】

図 3 の脈波伝播速度測定装置における電子制御装置の制御機能の要部を説明する機能ブロック線図である。

【図 5】

図 4 の複数のバンドパスフィルタBPFの低域遮断周波数を示す図である。

【図 6】

図 4 の立ち上がり時点候補決定手段により決定される複数の立ち上がり時点候補PSを、バンドパスフィルタBPFの低域遮断周波数に対してプロットした図である。

【図 7】

進行波 w_i と反射波 w_r の立ち上がり部分を概念的に示す図である。

【図 8】

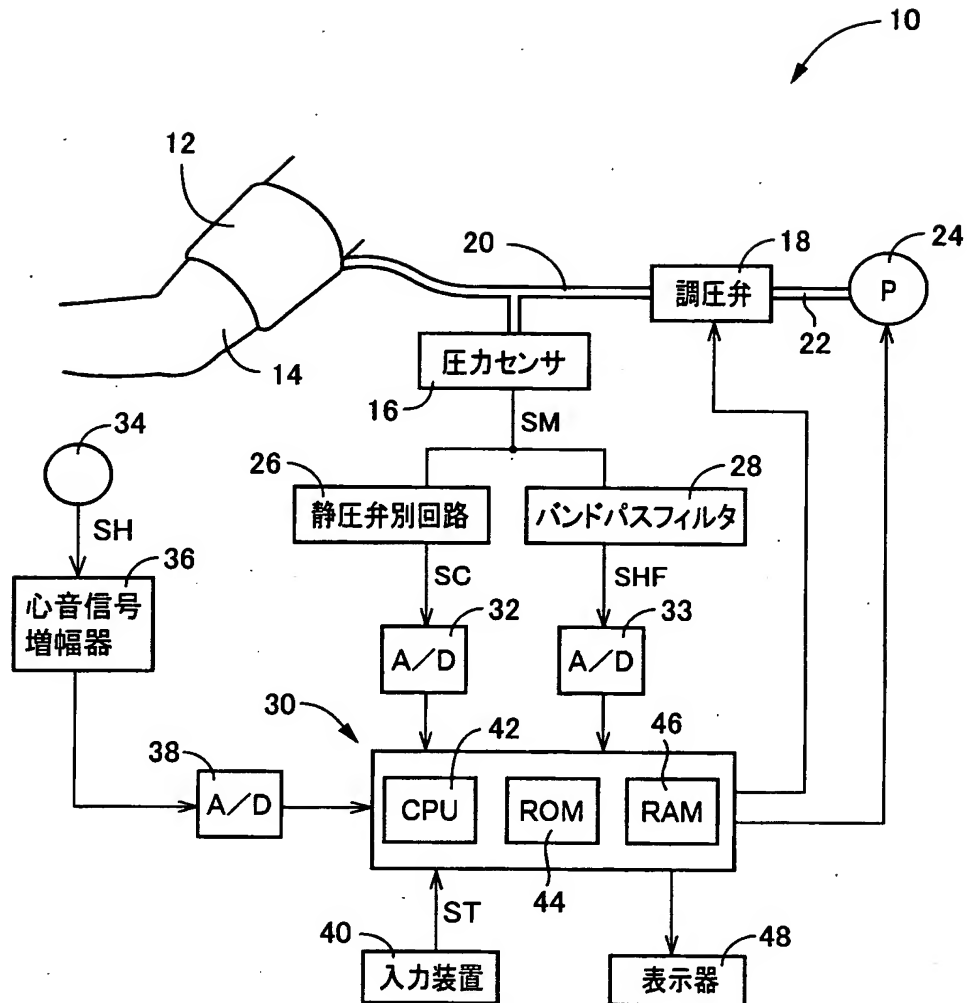
図 4 の機能ブロック図に示したCPUの制御作動の要部を示すフローチャートである。

【符号の説明】

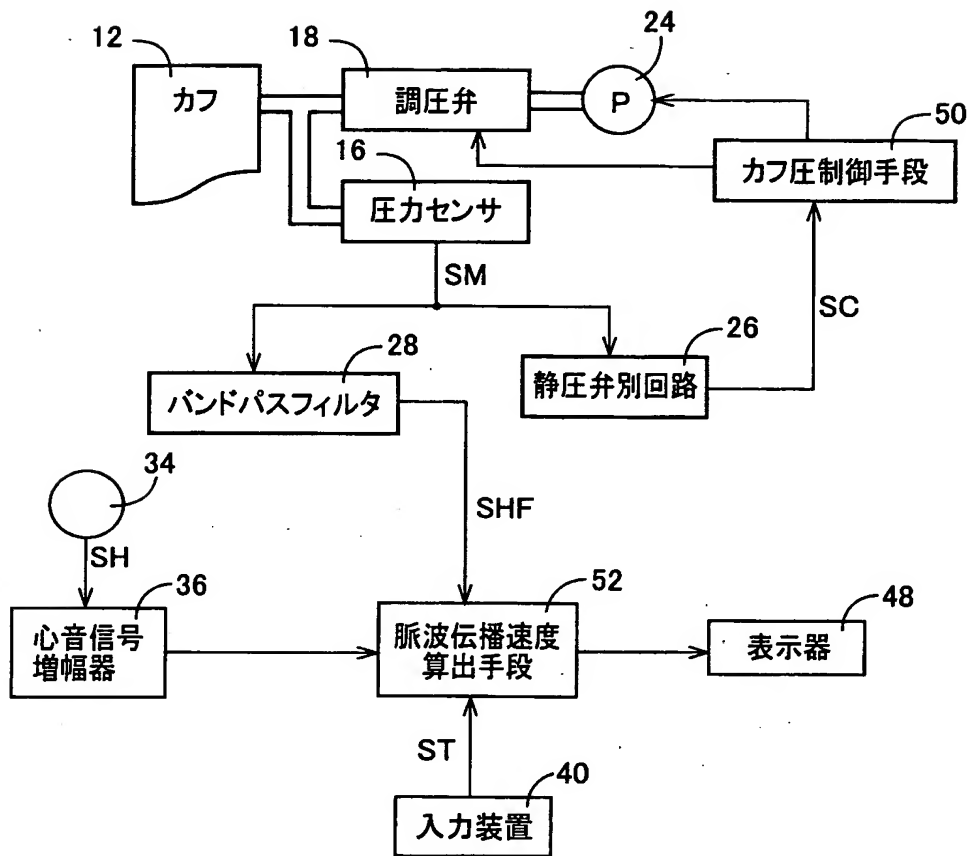
- 1 2 : カフ (脈波センサ)
- 2 8 : バンドパスフィルタ (脈波センサ用フィルタ)
- 6 0 : 脈波伝播速度測定装置 (脈波解析装置)
- 6 2 : バンドパスフィルタ (脈波センサ用フィルタ)
- 6 4 : 立ち上がり時点候補決定手段
- 6 6 : 正立ち上がり時点決定手段

【書類名】 図面

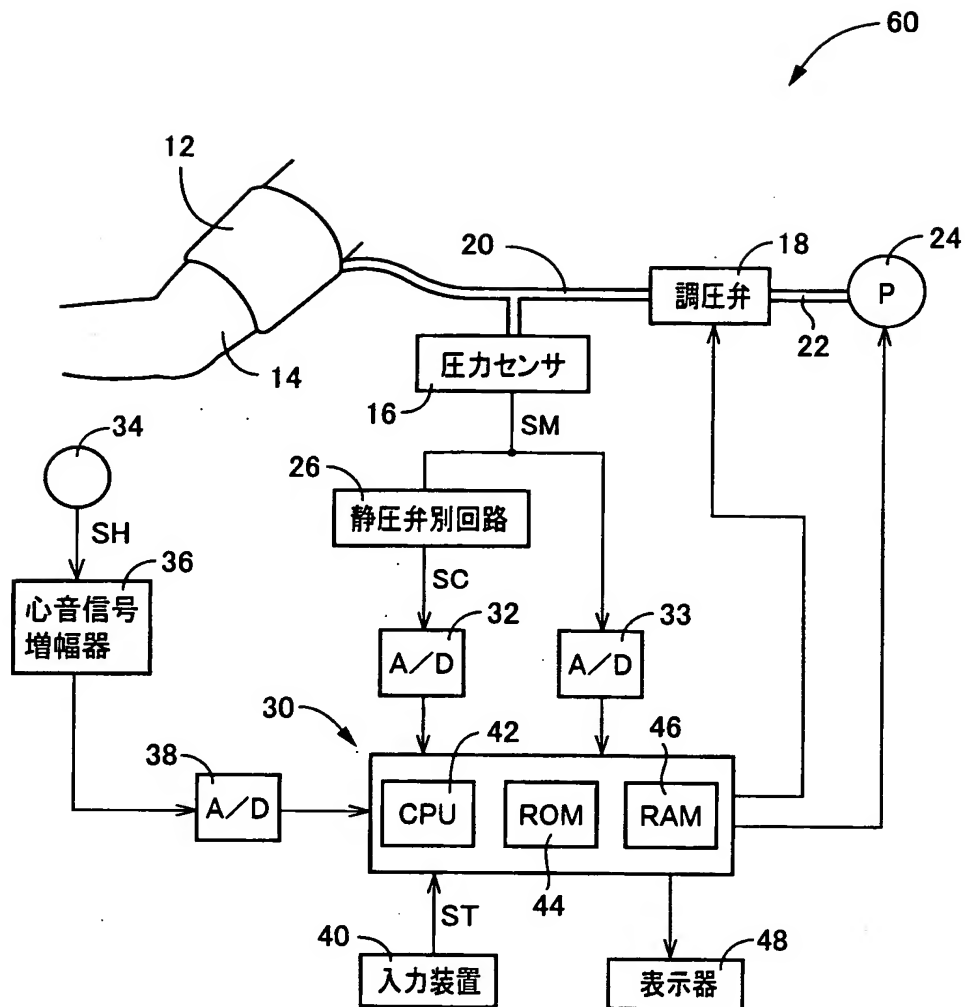
【図 1】



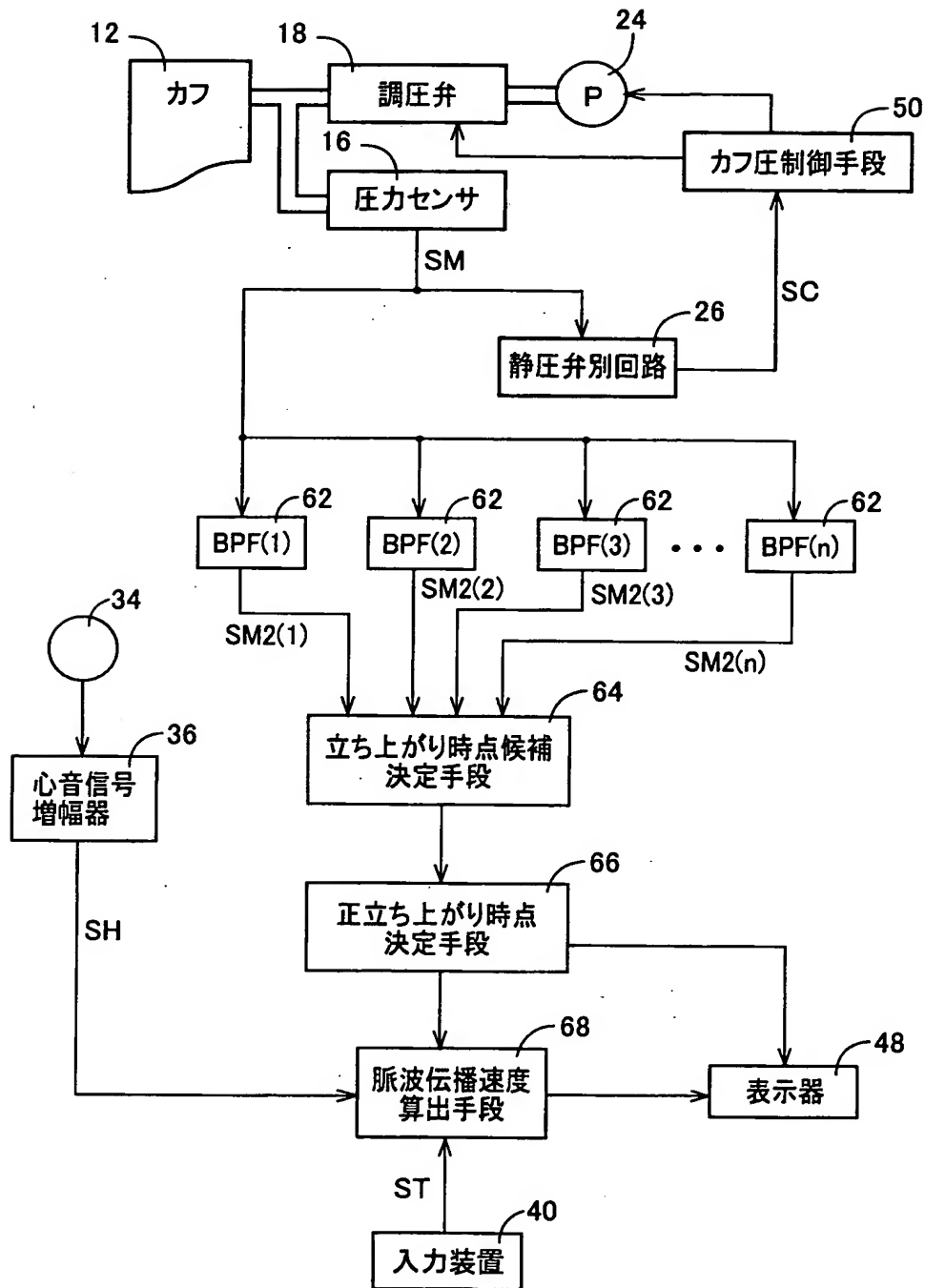
【図 2】



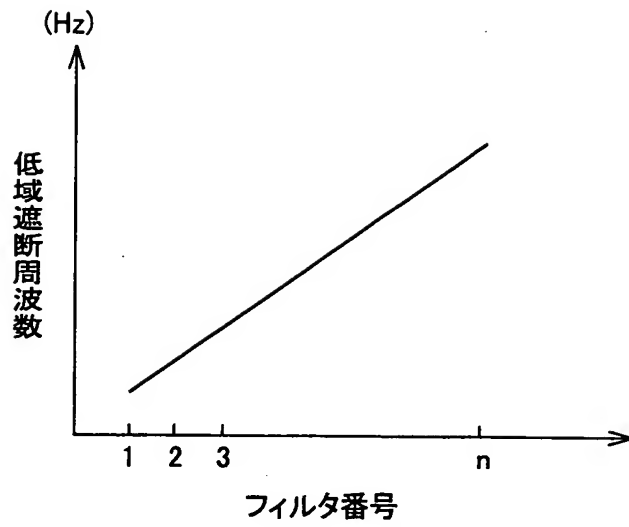
【図 3】



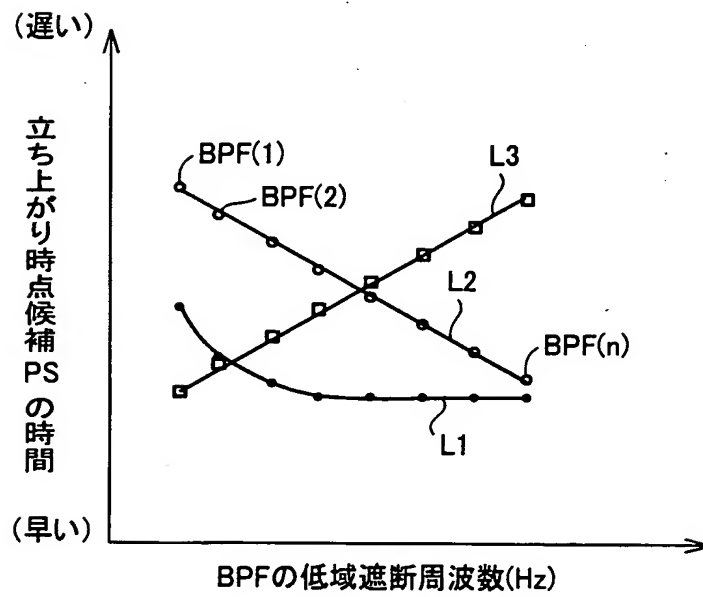
【図 4】



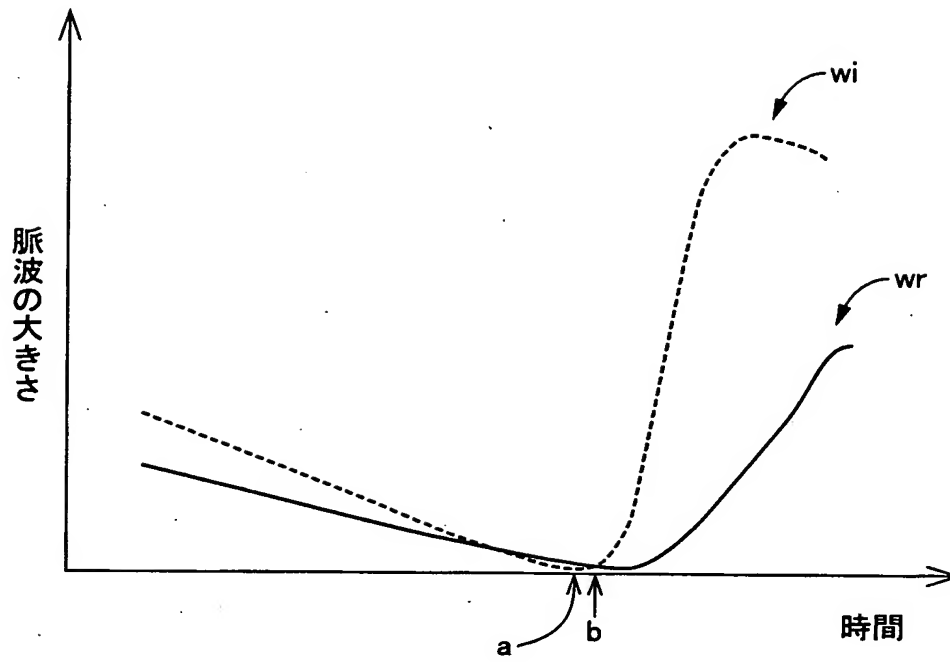
【図 5】



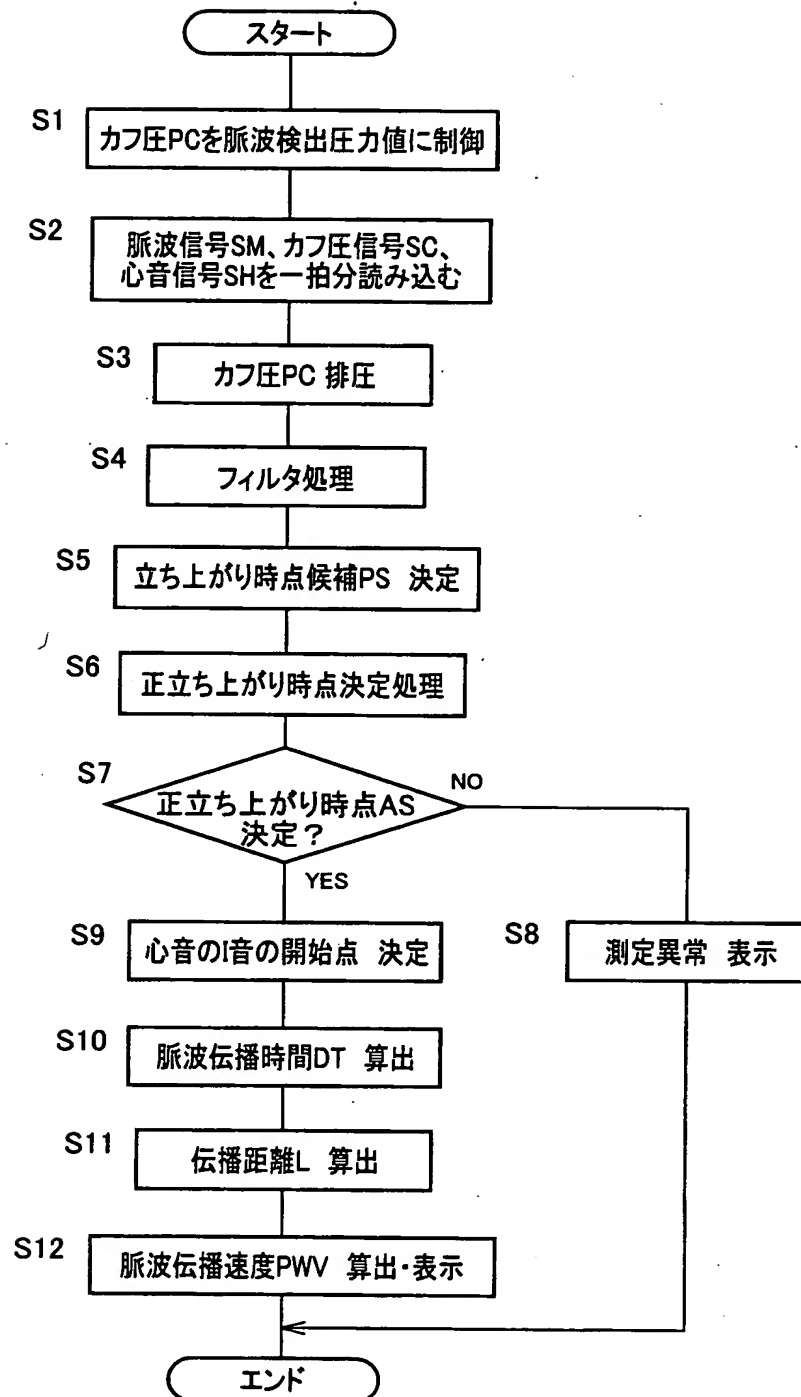
【図 6】



【図 7】



【図 8】



【書類名】 要約書

【要約】

【目的】 脈波の立ち上がり時点を精度良く決定することができる脈波解析装置を提供する。

【解決手段】 カフ 1 2 により検出され圧力センサ 1 6 において電気信号に変換された脈波信号 SM を、低域遮断周波数が異なる複数のバンドパスフィルタ 6 2 (BPF(1)、BPF(2)、・・・BPF(n)) にそれぞれ供給し、立ち上がり時点候補決定手段 6 4 により、それぞれのバンドパスフィルタ 6 2 を通過した二次脈波信号 SM2 に基づいて立ち上がり時点候補 PS をそれぞれ決定する。そして、正立ち上がり時点決定手段 6 6 では、複数の立ち上がり時点候補 PS を比較して、それら複数の立ち上がり時点候補 PS から真の立ち上がり時点を表す一つの正立ち上がり時点 AS を決定する。

【選択図】 図 4

認定・付加情報

特許出願の番号	特願2003-015813
受付番号	50300111549
書類名	特許願
担当官	第八担当上席 0097
作成日	平成15年 1月27日

<認定情報・付加情報>

【提出日】	平成15年 1月24日
-------	-------------

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号 [390014362]

1. 変更年月日	1993年 1月22日
[変更理由]	名称変更
住 所	愛知県小牧市林2007番1
氏 名	日本コーリン株式会社